

**Artificial respiration appts. with compression pump - includes pressure sensor and control unit for sensing and preventing any possible blockage of patient's airway**

**Publication number:** FR2698274 (A1)

**Publication date:** 1994-05-27

**Inventor(s):** PIERRICK HAAN

**Applicant(s):** SEFAM [FR]

**Classification:**

**- international:** A61M16/00; A61F5/56; A61M16/00; A61F5/56; (IPC1-7): A61M16/00

**- European:** A61M16/00

**Application number:** FR19920013996 19921120

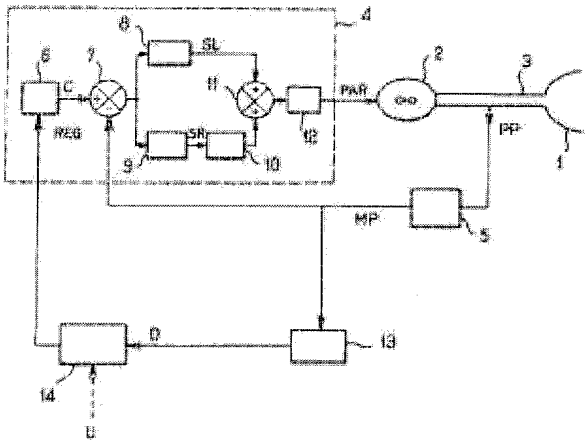
**Priority number(s):** FR19920013996 19921120

**Cited documents:**

- WO9014121 (A1)
- WO8810108 (A1)
- US5117819 (A)

**Abstract of FR 2698274 (A1)**

The respiratory appts. includes a mask (1) and a compression pump (2) connected to the mask by a pipe (3) for delivering gas under pressure. A pressure sensor (5) is linked to the pipe, and a control unit (4) sends a command signal (PAR) to the compressor, dependent on the difference between a reference pressure (REG) and the output (PM) of the pressure sensor. A further control system (13,14) is provided to adjust the reference pressure as a function of the output signal from the pressure sensor, linked to acoustic phenomena in the respiratory passages. USE/ADVANTAGE - Respiratory aid. Suppresses any obstruction of the upper airways of patient.



①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
PARIS

①1 N° de publication :  
(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

2 698 274

②1 N° d'enregistrement national :

92 13996

⑤1 Int Cl<sup>5</sup> : A 61 M 16/00

⑫

## DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 20.11.92.

③0 Priorité :

⑦1 Demandeur(s) : SEFAM (Société Anonyme) — FR.

⑦2 Inventeur(s) : Haan Pierrick.

④3 Date de la mise à disposition du public de la  
demande : 27.05.94 Bulletin 94/21.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de  
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du  
présent fascicule.*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux  
apparentés :

⑦3 Titulaire(s) :

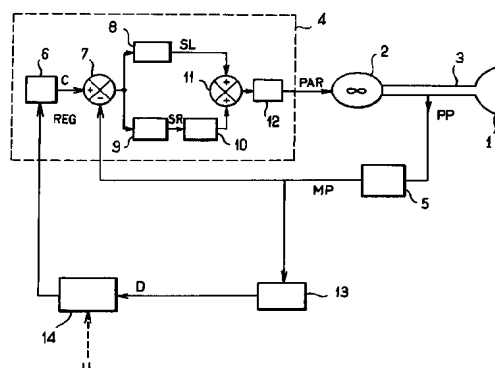
⑦4 Mandataire : Bouju Derambure (Bugnion) S.A.

⑤4 Dispositif d'assistance respiratoire.

⑤7 Le dispositif d'assistance respiratoire comprend un masque (1), des moyens de compression (2) reliés au masque (1) par un conduit (3) pour délivrer un gaz sous pression, un capteur de pression (5) et des moyens de commande (4) pour adresser aux moyens de compression (2) un signal de commande (PAR) dépendant de l'écart entre un signal de consigne (C) représentatif d'une consigne de pression (REG) et le signal de sortie (PM) du capteur de pression (5).

Il comporte en outre des moyens de réglage (13, 14) pour régler la consigne de pression (REG) en fonction des variations du signal de sortie (PM) du capteur de pression (5) liées à des phénomènes acoustiques respiratoires générés par le passage d'air dans les voies aériennes supérieures obstruées.

Utilisation pour supprimer les obstructions des voies aériennes supérieures du patient.



FR 2 698 274 - A1



La présente invention concerne un dispositif d'assistance respiratoire destiné notamment à des patients atteints d'un syndrome d'apnées obstructives du sommeil (SAOS).

Les dispositifs d'assistance respiratoire connus pour le traitement de cette pathologie permettent généralement de délivrer au patient, par l'intermédiaire d'un masque appliqué sur ses voies respiratoires, un gaz sous pression. Un tel dispositif est décrit dans la demande de brevet française 92 09951 de la demanderesse. Ce dispositif comprend un masque, des moyens de compression reliés au masque par un conduit pour délivrer un gaz sous pression, des moyens de commande pour adresser aux moyens de compression un signal de commande et un capteur de pression monté en aval des moyens de compression. Les moyens de commande délivrent un signal de commande qui est fonction de l'écart existant entre un signal de consigne représentatif d'une consigne de pression et le signal de sortie du capteur de pression. Ainsi, à tout moment, le gaz délivré par les moyens de compression est à une pression égale à la consigne de pression. Ce dispositif permet donc d'appliquer au patient une Pression Positive Continue (PPC). Cette valeur de PPC est généralement déterminée pour chaque patient lors d'une nuit d'appareillage au cours de laquelle on détermine

une valeur de pression capable de supprimer les apnées et même les augmentations de résistance des voies aériennes caractérisées par des ronflements ou des bruits respiratoires. Cette pression dite pression efficace doit avoir une valeur suffisante et minimale afin de supprimer les apnées tout en minimisant l'augmentation de la fatigue respiratoire du patient.

Cependant, cette pression efficace peut varier pour un patient soit d'une nuit à l'autre, à cause d'absorption d'alcool ou de médicaments, d'un état de fatigue, d'une variation du poids du patient, etc..., soit au cours d'une même nuit, en fonction par exemple du stade du sommeil ou de la position du patient.

Des dispositifs ont donc été proposés afin de délivrer au patient un gaz dont la pression est modulée. Ainsi, certains dispositifs permettent d'adapter la valeur de PPC en surveillant le cycle respiratoire du patient: la valeur de PPC est augmentée lorsqu'un arrêt de respiration ou une hypoventilation est détectée et diminuée lorsque la respiration est stable et satisfaisante durant un temps prédéterminé.

Cependant, ces dispositifs ne distinguent pas les apnées ou hypoventilations centrales (arrêt de la respiration dû à une absence de mouvements thoraco-abdominaux) des apnées ou hypoventilations obstructives (dues à l'obstruction des voies aériennes malgré une persistance des mouvements thoraco-abdominaux). Or, seules les apnées ou hypoventilations obstructives sont traitées efficacement par l'application d'une PPC et les apnées ou hypoventilations centrales provoquent alors une augmentation à tort de la valeur de PPC.

Or ces apnées ou hypoventilations centrales sont très fréquentes lors de la phase d'endormissement ou en sommeil paradoxal et les augmentations inutiles

de pression risquent de gêner le patient voire de le réveiller.

De plus, ces dispositifs qui surveillent le cycle respiratoire du patient ne prennent en compte que  
5 les apnées ou hypoventilations obstructives franches et ne répondent pas aux augmentations de résistance des voies aériennes supérieures qu'il faut néanmoins supprimer également.

La présente invention a pour but de remédier  
10 aux inconvénients précités. Elle permet notamment de proposer un dispositif d'asservissement du niveau de PPC simple à mettre en oeuvre et permettant de traiter très efficacement les apnées ou hypoventilations uniquement obstructives et les augmentations de  
15 résistance des voies aériennes supérieures.

Le dispositif d'assistance respiratoire selon l'invention comprend un masque à appliquer sur les voies aériennes supérieures du patient, des moyens de compression reliés au masque par un conduit pour  
20 délivrer un gaz sous pression, des moyens de commande pour adresser aux moyens de compression un signal de commande et un capteur de pression monté en aval des moyens de compression, les moyens de commande délivrant un signal de commande dépendant de l'écart entre un  
25 signal de consigne représentatif de la consigne de pression et le signal de sortie du capteur de pression.

Selon l'invention, le dispositif d'assistance respiratoire est caractérisé en ce qu'il comprend en  
30 outre des moyens de réglage adaptés à régler la consigne de pression en fonction des variations du signal de sortie du capteur de pression liées à des phénomènes acoustiques respiratoires générés par le passage d'air dans les voies aériennes supérieures obstruées.

Le dispositif de l'invention est fondé sur le fait qu'une des grandeurs caractérisant un bruit est la pression engendrée par ce bruit. Un capteur de pression peut donc fournir des informations sur la présence de  
5 phénomènes acoustiques respiratoires générés par le passage d'air dans les voies aériennes supérieures obstruées ou semi-obstruées du patient.

Le dispositif selon l'invention permet donc de moduler la valeur de la consigne de pression à  
10 appliquer au patient suivant la détection ou non de phénomènes acoustiques respiratoires.

Ce dispositif évite de devoir positionner sur le patient un capteur supplémentaire en utilisant le même capteur de pression que celui qui permet d'ajuster  
15 la pression du gaz délivré à la consigne de pression.

Le dispositif selon l'invention présente également l'avantage de ne pas être sensible aux bruits extérieurs à la bande de fréquence intéressante pour les ronflements et les bruits respiratoires, le capteur  
20 de pression limitant par lui-même toute incursion.

Selon une version de l'invention, les moyens de réglage comprennent un détecteur adapté à délivrer un signal de détection lorsque des variations du signal de sortie du capteur de pression liées auxdits  
25 phénomènes acoustiques respiratoires sont détectées et un moyen de modulation destiné à moduler la consigne de pression en fonction du signal de détection délivré.

Ainsi, la consigne de pression est modulée suivant la détection ou non de phénomènes acoustiques  
30 et donc suivant les variations de résistance des voies aériennes supérieures. Le dispositif de l'invention permet donc d'appliquer au patient une pression positive qui est adaptée à supprimer efficacement les obstructions ou semi-obstructions des voies aériennes

supérieures.

Selon une version préférée de l'invention, le moyen de modulation augmente la consigne de pression lorsque la détection délivre un signal de détection et diminue la consigne de pression lorsqu'aucun signal de détection n'a été délivré par le détecteur pendant une durée prédéterminée.

Ainsi, la consigne de pression augmente tant que les apnées ou les hypoventilations obstructives persistent et diminue lorsque les voies aériennes supérieures sont dégagées pendant un certain temps.

La consigne de pression est donc adaptée au mieux aux besoins du patient, la pression du gaz délivré étant diminuée lorsqu'une surpression deviendrait inutile et pourrait gêner et réveiller le patient.

D'autres particularités et avantages apparaîtront encore dans la description ci-après. Aux dessins annexés, donnés à titre d'exemples non limitatifs:

- la figure 1 est une vue schématique du dispositif selon l'invention;

- la figure 2 est une courbe représentative de la pression captée par le capteur de pression;

- la figure 3 est une courbe représentative de la valeur de la consigne de pression modulée en fonction de la détection de phénomènes acoustiques;

- la figure 4 est un diagramme de fonctionnement d'un moyen de modulation de la consigne de pression suivant une première version de l'invention; et

- la figure 5 est un diagramme de fonctionnement d'un moyen de modulation de la consigne de pression suivant une deuxième version de

l'invention.

En référence tout d'abord à la figure 1, un dispositif selon l'invention comprend un masque 1 destiné à être appliqué sur le nez du patient, un  
5 élément compresseur 2 tel qu'une turbine reliée au masque 1 par un conduit 3 et des moyens de commande 4.

L'élément compresseur 2 sert à délivrer un gaz respirable sous pression, tel que de l'air, dans le masque 1 pour assister la respiration du patient. L'air  
10 délivré par l'élément compresseur 2 peut être de l'air directement prélevé dans l'atmosphère ambiante. L'élément compresseur 2 est commandé par un signal de commande PAR issu des moyens de commande 4, qui peut typiquement être une tension d'alimentation qui fixe la  
15 puissance de fonctionnement de l'élément compresseur 2.

Le dispositif comprend également un capteur de pression 5 monté en aval de l'élément compresseur 2. Le capteur 5 est de préférence un capteur différentiel recevant d'une part la pression positive PP prélevée  
20 dans la conduite 3, au masque 1 ou à la sortie de l'élément compresseur 2 et d'autre part la pression atmosphérique ambiante. Le capteur de pression 5 délivre un signal de sortie MP représentatif de la pression différentielle PP mesurée par le capteur. Ce  
25 signal de sortie MP est adressé d'une part aux moyens de commande 4 et d'autre part à un détecteur 13.

Le fonctionnement des moyens de commande 4 pour délivrer le signal de commande PAR à partir de la comparaison du signal de sortie MP du capteur de  
30 pression 5 et d'un signal de consigne C représentatif de la valeur d'une consigne de pression REG est décrit en détail dans la demande de brevet français 92 09951 de la demanderesse.

Ainsi, les moyens de commande 4 comprennent un



soustracteur 7 ayant une entrée positive recevant la tension de consigne C et une entrée négative recevant le signal de sortie MP du capteur de pression 5.

Le signal de sortie du soustracteur 7, 5  
représentant l'écart entre la tension de consigne C et le signal de sortie MP du capteur de pression 5 est adressé aux entrées de deux intégrateurs 8, 9. Chacun des intégrateurs 8, 9 est agencé pour produire une valeur de sortie SL, SR proportionnelle à l'intégrale 10  
de l'écart entre le signal de consigne C et de sortie MP du capteur de pression. L'intégrateur 8 calcule cette intégrale sur un temps d'intégration TL qui est de l'ordre de quelques dizaines de secondes, tandis que l'autre intégrateur 9 calcule cette intégrale sur un 15  
temps d'intégration TR qui est de l'ordre de quelques dixièmes de seconde. La valeur de sortie SR de l'intégrateur 9 ayant le temps d'intégration le plus court est traitée par un circuit limiteur 10 qui limite l'amplitude de cette valeur SR à une valeur maximale 20  
prédéterminée. Ce circuit limiteur 10 évite que le dispositif réagisse de manière trop brutale à une fuite au niveau du masque 1.

Les moyens de commande 4 comprennent en outre un additionneur 11 ayant deux entrées recevant 25  
respectivement la valeur de sortie SL de l'intégrateur 8 et la valeur de sortie SL de l'intégrateur 9 après traitement par le circuit limiteur 10. La tension de sortie de l'additionneur 11 est adressée à un circuit limiteur 12 qui délivre la tension de commande PAR. 30  
Cette tension de commande PAR est en général égale à la tension de sortie de l'additionneur 11, sauf lorsque cette dernière dépasse une valeur maximale prédéterminée, auquel cas le circuit limiteur 12 délivre cette valeur maximale prédéterminée comme

tension de commande PAR.

Ainsi, le soustracteur 7, l'intégrateur 8 et l'additionneur 11 forment une boucle de rétroaction lente, ayant une constante de temps de l'ordre de TL, et le soustracteur 7, l'intégrateur 9 et l'additionneur 11 forment une boucle de rétroaction rapide ayant une constante de temps de l'ordre de TR.

La boucle de rétroaction lente permet de compenser les variations de débit dues à des fuites résultant d'un déplacement du masque sur le visage du patient alors que la boucle de rétroaction rapide permet de compenser les variations de débit liées au cycle respiratoire du patient.

Parallèlement à ces moyens de commande 4 qui permettent de délivrer un gaz sous une pression PP égale à la consigne de pression REG, sont placés des moyens de réglage 13 et 14 adaptés à régler la valeur de la consigne de pression REG en fonction de la présence ou non d'apnées ou hypoventilations obstructives ou d'augmentations de résistance des voies aériennes supérieures du patient.

Les moyens de réglage 13, 14 comprennent un détecteur 13 adapté à délivrer un signal de détection D lorsque des variations du signal de sortie MP du capteur de pression 5 liées à des phénomènes acoustiques respiratoires produits dans les voies aériennes du patient sont détectées.

En effet, comme représenté figure 2, la présence de phénomènes acoustiques respiratoires, comme des ronflements ou des bruits respiratoires, se traduit par des variations de la pression qui viennent se superposer aux variations liées aux moyens de compression 2 et à la respiration du patient. Ces dernières jouent le rôle d'une grandeur de pression Pb

stable sur laquelle se superposent des variations rapides lorsqu'il y a ronflement pendant une phase d'inspiration.

5 Le signal de sortie MP du capteur de pression 5 est représentatif de ces variations de pression et est adressé au détecteur 13.

10 Le détecteur 13 est un filtre passe-bande 13 adapté à délivrer un signal de détection D lorsque les variations du signal de sortie MP ont des caractéristiques de fréquence et d'intensité propres aux phénomènes acoustiques respiratoires que l'on souhaite détecter. Les phénomènes acoustiques respiratoires détectés sont généralement les ronflements, de fréquence comprise entre 0 et 200 Hz et d'intensité entre 60 et 120 dBA (décibel acoustique), et les bruits respiratoires, de fréquence comprise entre 200 et 2000 Hz et d'intensité comprise entre 30 et 60 dBA.

20 Le filtre passe-bande 13 est donc adapté à détecter les variations du signal de sortie MP pour des fréquences inférieures à 2000 Hz et des intensités comprises entre 30 et 120 dBA. Lorsque de telles variations sont détectées, un signal de détection D est délivré à un moyen de modulation 14.

25 Le moyen de modulation 14 est destiné à moduler la consigne de pression REG en fonction du signal de détection D.

30 Comme illustré figure 3 et selon une première version de l'invention, à titre d'exemple, le moyen de modulation 14 augmente la valeur de la consigne de pression REG d'une valeur  $P_e$  à une valeur  $P_s$  lorsqu'un ronflement est détecté, c'est-à-dire lorsque le détecteur 13 délivre un signal de détection D au moyen de modulation 14. Lorsqu'aucun signal de détection D

n'est délivré par le détecteur 13 pendant une durée prédéterminée  $T_0$ , la consigne de pression REG est diminuée à une valeur intermédiaire  $P_i$ , puis ramenée à la valeur initiale  $P_e$  si aucun ronflement n'est détecté pendant une durée supplémentaire prédéterminée  $T_1$ .

Le fonctionnement du moyen de modulation 14 selon cette première version de l'invention est représenté sur le diagramme de la figure 4.

Le moyen de modulation 14 possède un clavier numérique afin de permettre à l'utilisateur U, un médecin par exemple, de rentrer les données de fonctionnement du moyen de modulation 14 qui dépendent du patient et ont été déterminées au cours d'une ou plusieurs nuits d'appareillage.

Dans cette version de l'invention, l'utilisateur entre la valeur de consigne de pression efficace  $P_e$  qui est suffisante pour assister la respiration du patient et minimale pour ne pas le gêner. L'utilisateur entre également la valeur de consigne de pression  $P_s$  qui est supérieure à la pression efficace  $P_e$  et qui permet, lorsqu'elle est appliquée au patient, de supprimer les apnées ou hypopnées obstructives. Une valeur de consigne de pression intermédiaire  $P_i$  est également enregistrée ainsi que des durées  $T_0$  et  $T_1$  qui peuvent être semblables ou différentes.

En référence plus précisément à la figure 4, à partir d'une consigne de pression REG égale à la pression efficace  $P_e$ , le moyen de modulation 14 saisit à chaque intervalle d'échantillonnage, de l'ordre typiquement de quelques dixièmes de seconde, les valeurs du signal de détection D, de la consigne de pression REG délivrée aux moyens de commande 4 et du temps  $t$  incrémenté à partir d'un instant initial. Si un

signal de détection D est émis, c'est-à-dire que des ronflements ou des bruits respiratoires sont présents, la valeur de la consigne de pression REG est augmentée à une valeur supérieure  $P_s$  et le temps  $t$  est initialisé. Puis, tant que le signal de détection D est émis, la valeur de la consigne de pression REG est maintenue à la valeur  $P_s$ . Lorsque pendant un temps  $T_0$ , aucun signal de détection D n'est émis, la valeur de la consigne de pression REG est diminuée à une valeur intermédiaire  $P_i$  et le temps  $t$  est de nouveau initialisé. Si, à partir de cet instant, le signal de détection D reste nul pendant une durée  $T_1$ , la valeur de la consigne REG est ramenée à la valeur efficace  $P_e$  et est maintenue à cette valeur tant qu'il n'y a pas de détection de nouveaux phénomènes acoustiques respiratoires.

Ainsi, le dispositif permet de traiter les apnées obstructives et les augmentations de résistance des voies aériennes supérieures du patient, en limitant au mieux la durée d'application d'une pression élevée  $P_s$  au niveau du masque 1.

Une autre version du fonctionnement du moyen de modulation 14 est représentée à la figure 5.

L'utilisateur U entre les données de pression  $P_e$ , qui correspond à la pression efficace décrite précédemment, et  $P_M$  qui est la valeur maximale de la consigne de pression que l'on souhaite appliquer au patient. Une durée  $T_0$  est également déterminée et un intervalle de pression peut être préenregistré dans le moyen de modulation 14 ou bien introduit également par l'utilisateur U.

La consigne de pression REG augmente alors de la valeur prédéterminée  $\Delta$  lorsqu'un signal de détection D est délivré et diminue de la moitié  $\Delta/2$  de

ladite valeur prédéterminée  $\Delta$  lorsqu'aucun signal de détection n'a été délivré pendant la durée prédéterminée  $T_0$ .

5 L'augmentation de la consigne de pression REG est limitée par la valeur maximale  $P_M$  tant que des ronflements ou des bruits respiratoires sont détectés par le détecteur 13.

10 De même, la diminution de la consigne de pression REG est limitée par une valeur minimale qui est, dans cet exemple, la valeur de pression  $P_e$  au-dessous de laquelle le dispositif d'assistance respiratoire ne serait plus efficace.

15 Cette seconde version de l'invention permet des augmentations et des diminutions de la consigne de pression REG très progressives, ce qui permet d'appliquer au patient une pression d'air juste nécessaire à supprimer les phénomènes acoustiques respiratoires, c'est-à-dire à supprimer les obstructions des voies aériennes supérieures, en  
20 limitant les effets gênants du dispositif.

Les moyens de réglage 13, 14 permettent donc de faire varier la consigne de pression REG à l'entrée des moyens de commande 4 et de modifier ainsi la pression d'air PP appliquée au patient.

25 Bien entendu, l'invention n'est pas limitée aux exemples de réalisation décrits ci-dessus et de nombreuses modifications peuvent être apportées à ceux-ci sans sortir du cadre de l'invention.

30 Ainsi, les exemples de fonctionnement du moyen de modulation 4 peuvent être modifiés, notamment des intervalles différents d'augmentation et de diminution de la consigne de pression peuvent être utilisés. La durée  $T_0$  utilisée pour déterminer les instants auxquels la consigne de pression REG est diminuée peut être

variable et être différente par exemple pour chaque diminution de la consigne de pression REG.

5        Le détecteur 13 peut également être constitué de deux filtres passe-bande afin de distinguer les ronflements des simples bruits respiratoires et de permettre au moyen de modulation 14 de délivrer une consigne de pression REG différente suivant que le signal de détection D provient du premier ou du second filtre passe-bande.

REVENDICATIONS

1. Dispositif d'assistance respiratoire comprenant un masque (1) à appliquer sur les voies aériennes supérieures du patient, des moyens de compression (2) reliés au masque (1) par un conduit (3) pour délivrer un gaz sous pression, des moyens de commande (4) pour adresser aux moyens de compression (2) un signal de commande (PAR) et un capteur de pression (5) monté en aval des moyens de compression (2), lesdits moyens de commande (4) délivrant un signal de commande (PAR) dépendant de l'écart entre un signal de consigne (C) représentatif d'une consigne de pression (REG) et le signal de sortie (MP) du capteur de pression (5), caractérisé en ce qu'il comprend en outre des moyens de réglage (13, 14) adaptés à régler la consigne de pression (REG) en fonction des variations du signal de sortie (MP) du capteur de pression (5) liées à des phénomènes acoustiques respiratoires générés par le passage d'air dans les voies aériennes supérieures obstruées.

2. Dispositif d'assistance respiratoire conforme à la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens de réglage (13, 14) comprennent un détecteur (13) adapté à délivrer un signal de détection (D) lorsque des variations du signal de sortie (MP) du capteur de pression (5) liées auxdits phénomènes acoustiques respiratoires sont détectées et un moyen de modulation (14) destiné à moduler la consigne de pression (REG) en fonction du signal de détection (D) délivré.

3. Dispositif d'assistance respiratoire conforme à la revendication 2, caractérisé en ce que le détecteur (13) est un filtre passe-bande (13) adapté à délivrer un signal de détection (D) lorsque les



variations du signal de sortie (MP) ont des caractéristiques de fréquence et d'intensité propres auxdits phénomènes acoustiques respiratoires.

5 4. Dispositif d'assistance respiratoire conforme à la revendication 3, caractérisé en ce que lesdits phénomènes acoustiques respiratoires détectés par le filtre passe-bande (13) sont les ronflements de fréquence comprise entre 0 et 200 Hz et d'intensité comprise entre 60 et 120 dBA et les bruits  
10 respiratoires de fréquence comprise entre 200 et 2000 Hz et d'intensité comprise entre 30 et 60 dBA.

5. Dispositif d'assistance respiratoire conforme à l'une des revendications 2 à 4, caractérisé en ce que le moyen de modulation (14) augmente la  
15 consigne de pression (REG) lorsque le détecteur (13) délivre un signal de détection (D).

6. Dispositif d'assistance respiratoire conforme à l'une des revendications 2 à 5, caractérisé en ce que le moyen de modulation (14) diminue la  
20 consigne de pression (REG) lorsqu'aucun signal de détection (D) n'a été délivré par le détecteur (13) pendant une durée prédéterminée (T0, T1).

7. Dispositif d'assistance respiratoire conforme aux revendications 5 et 6, caractérisé en ce  
25 que la consigne de pression (REG) est augmentée d'une valeur prédéterminée ( $\Delta$ ) lorsqu'un signal de détection (D) est délivré et diminuée de la moitié ( $\Delta/2$ ) de ladite valeur prédéterminée ( $\Delta$ ) lorsqu'aucun signal de détection (D) n'a été délivré pendant une durée  
30 prédéterminée (T0).

8. Dispositif d'assistance respiratoire conforme à l'une des revendications 5 à 7, caractérisé en ce que l'augmentation de la consigne de pression (REG) est limitée par une valeur maximale de la

consigne de pression ( $P_M$ ).

9. Dispositif d'assistance respiratoire  
conforme à l'une des revendications 5 à 8, caractérisé  
en ce que la diminution de la consigne de pression  
5 (REG) est limitée par une valeur minimale de la  
consigne de pression ( $P_e$ ).

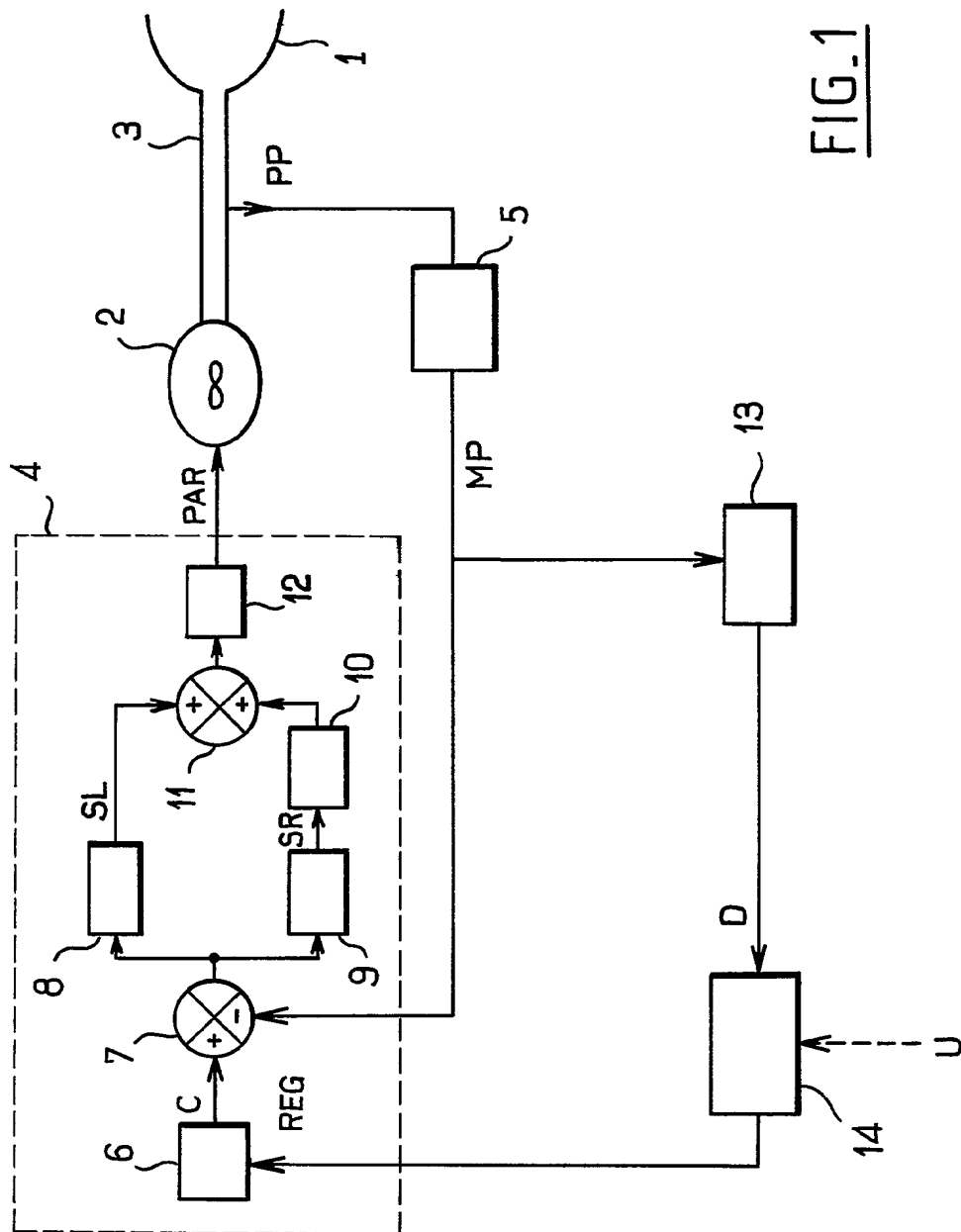
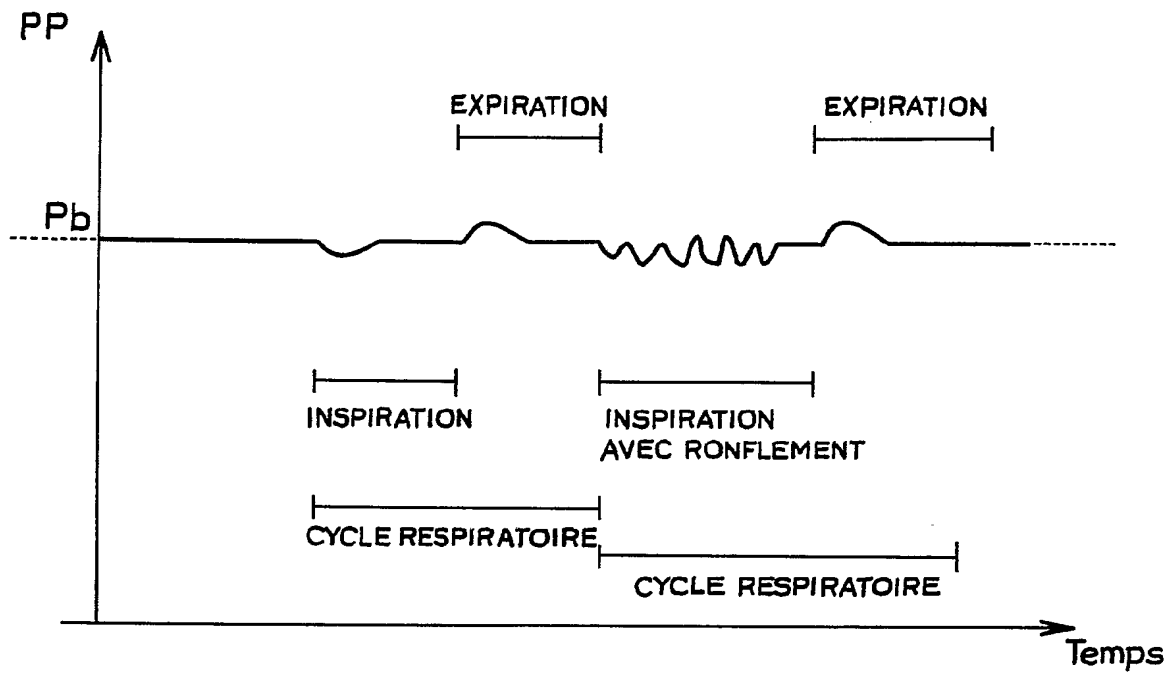
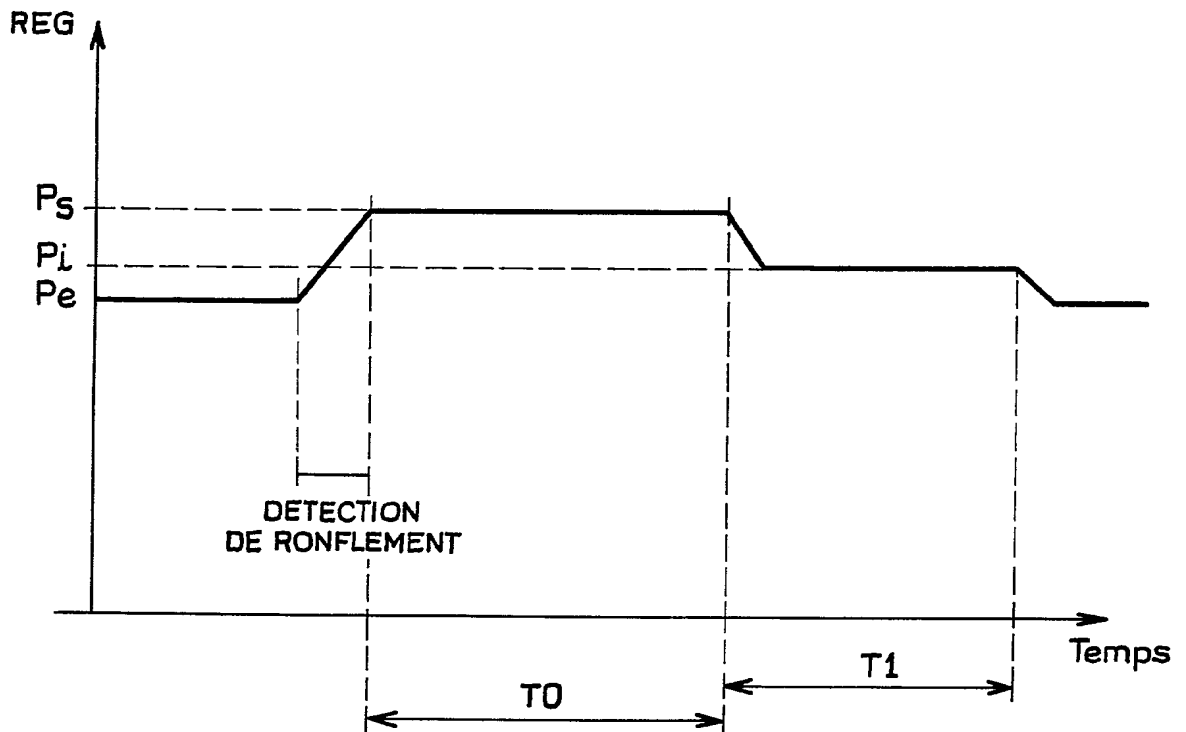
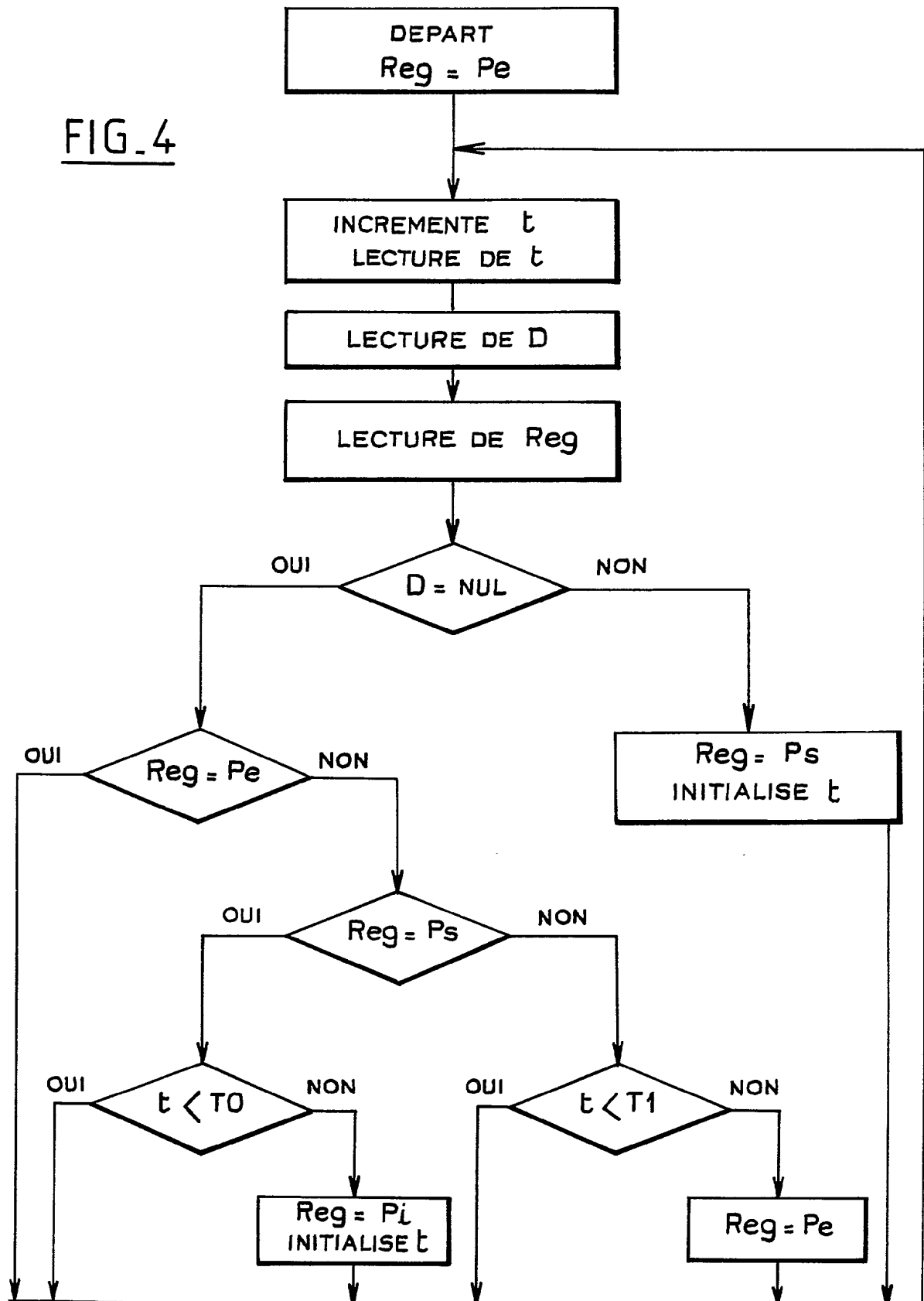


FIG. 1

2 / 4

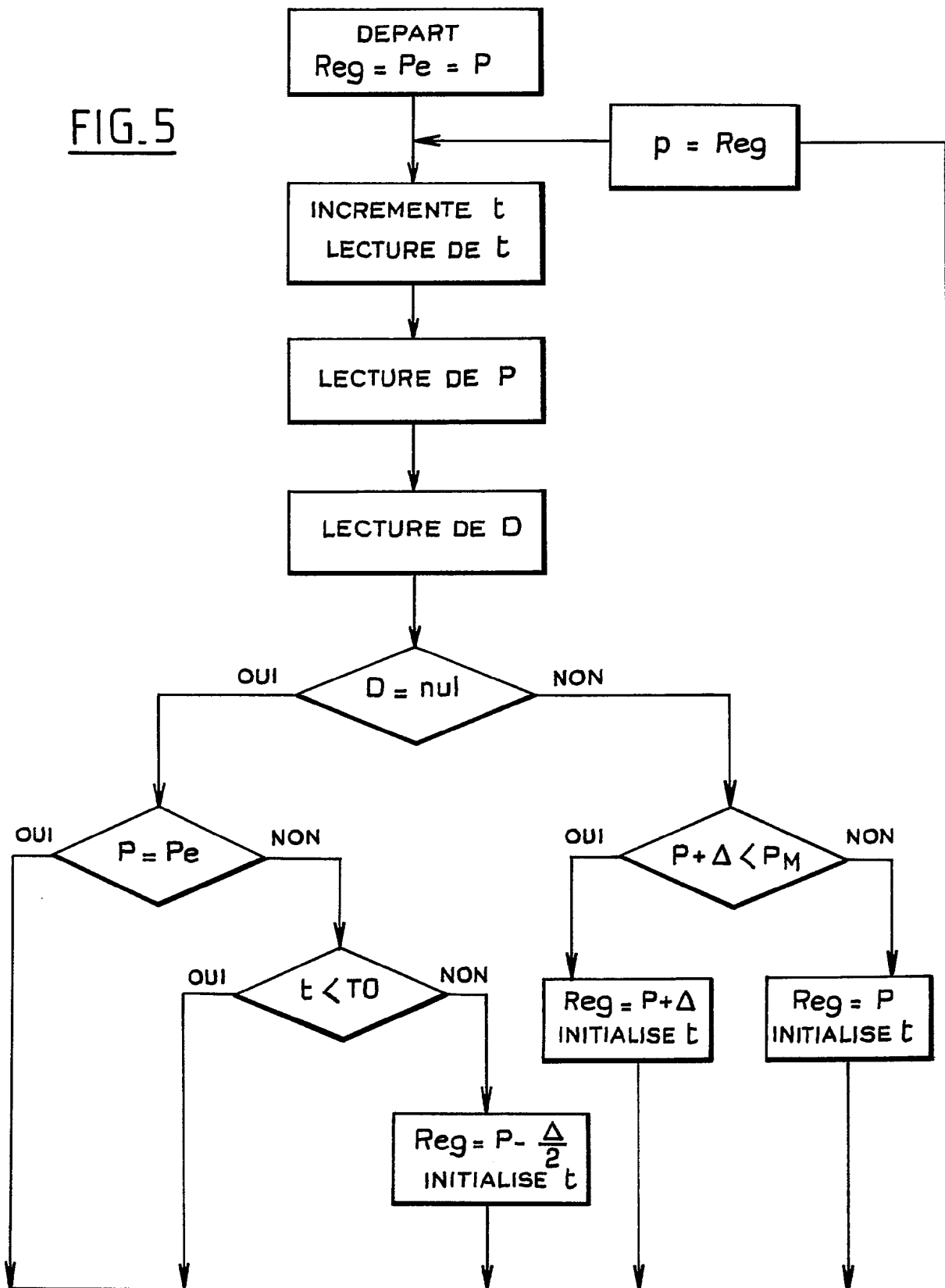
FIG. 2FIG. 3

3 / 4

FIG.4

4 / 4

FIG. 5



INSTITUT NATIONAL  
de la  
PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

**RAPPORT DE RECHERCHE**  
établi sur la base des dernières revendications  
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement  
national

FR 9213996  
FA 479902

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
X	WO-A-9 014 121 (PURITAN-BENETT CORP.) * page 22, colonne 15 - page 24, colonne 26 *	1-9
	---	
A	WO-A-8 810 108 (TRAVENTOL CENTER FOR MEDICAL RESEARCH) * page 13, colonne 13 - page 17, colonne 35 *	1-9
	---	
A	US-A-5 117 819 (SERVIDIO ET AL.) * colonne 4, ligne 60 - colonne 5, ligne 7; figure 4 *	1
	-----	
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. Cl.5)
		A61M
Date d'achèvement de la recherche 21 JUILLET 1993		Examineur VILLENEUVE J.M.
<p><b>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</b></p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons &amp; : membre de la même famille, document correspondant</p>		